

Approved For Release STAT
2009/08/19 :
CIA-RDP88-00904R000100120

Dec

Approved For Release
2009/08/19 :
CIA-RDP88-00904R000100120



Вторая Международная конференция
Организации Объединенных Наций
по применению атомной энергии
в мирных целях

A/CONF/15/P/2081
USSR
ORIGINAL: RUSSIAN

Не подлежит оглашению до официального сообщения на Конференции

ОБ ИССЛЕДОВАНИИ БЫСТРОСОВЕРШАЮЩИХСЯ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ
ВЕЩЕСТВ В ОРГАНИЗМЕ С ПОМОЩЬЮ γ -ИЗЛУЧАЮЩИХ
ИЗОТОПОВ

Н. Габелова, Г.М.Франк

При широком и разнообразном использовании в биологии искусственно радиоактивных веществ основное внимание уделяется применению радиоактивных индикаторов для изучения обмена веществ. В установлении скоростей химических реакций в организме, характере промежуточных процессов и механизмов химических превращений нужно видеть основные достижения в применении изотопов в биологии.

Сравнительно меньшее внимание уделялось вопросам, где речь идет не столько о расшифровке химических превращений, сколько о передвижении, в собственном смысле этого слова, веществ в организме. Сюда следует отнести изучение таких процессов, как кровообращение, лимфообращение, всасывание, секрецию и т.д.

Само собой разумеется, между этими двумя направлениями использования индикаторов нельзя провести четкой грани. Распределения поступающих в организм веществ (явления всасывания, секреции, концентрации в определенных органах и тканях и т.п.) практически неотделимо от участия этих веществ в обменных процессах.

Однако во всех этих случаях непосредственное наблюдение движения индикатора и динамики его распределения в организме имеет и самостоятельное значение.

Особое место в данной области исследований занимает функция кровообращения. Здесь регистрация быстро совершающихся процессов разноса веществ с током крови представляет для исследователей

25 YEAR RE-REVIEW

-2-

большой интерес и может явиться предметом глубокого изучения. Возможность наблюдать и весьма тонко оценивать изменения функции кровообращения, всасывания, секреции и т.д. является неоценимым приемом при изучении механизмов регуляции физиологических процессов, не говоря уже об изучении влияния на организм многочисленных фармакологических и физических агентов.

Справедливость требует однако указать, что если биохимические исследования с применением изотопов получили чрезвычайно широкое распространение, то физиологический аспект этой проблемы развит недостаточно.

Такое положение связано с тем, что задачи, которые мы условно обозначили как физиологические, требуют для своего решения технических подходов, отличающихся от принятых в химии и биохимии способов индикации радиоактивных веществ с помощью универсальных пересчетных установок.

Особенностью эксперимента в данном случае является применение в первую очередь (если не исключительно) γ -излучающих изотопов. Располагая датчик вне организма (около его поверхности), необходимо вести непрерывную регистрацию уменьшения или увеличения активности в определенных участках. Это дает возможность судить о характере и скоростях перераспределения введенных в организм изотопов на основании прямых прижизненных измерений, т.е. без взятия проб крови, биопсии тканей, без извлечения и химической обработки органов забитого животного.

Совершенно естественно, что такого рода эксперимент требует несколько своеобразных методических подходов, в некоторых отношениях связанных с большими экспериментальными трудностями, чем обычные пресепарационно-химические измерения. Если, забрав образец органа забитого животного и измеряя его активность с помощью счетной установки, можно однозначно определить радиоактивность именно данного кусочка ткани, то локализация излучения в витальных условиях эксперимента при измерении на расстоянии представляет известные трудности.

В то же время преодоление этих трудностей, разработка и создание метода, позволяющего легко и просто в прижизненных условиях количественно регистрировать движение вещества в организме, имеет значение не только для исследования тех физиологических процессов, которые были названы выше, но и возможно

-3-

позволит наблюдать динамику и локализацию некоторых биохимических процессов.

Три обстоятельства характеризуют методические перспективы развития этой области.

1. Требуется методика, позволяющая регистрировать изменения интенсивности излучения в определенной точке организма во времени, и при этом в разном диапазоне скоростей. Должны быть зарегистрированы процессы, совершающиеся в течение нескольких секунд, если речь идет об определении скоростей кругооборота крови; минут или даже десятков минут при исследовании динамики накопления вещества в определенных органах и тканях или его перераспределения.

2. Для полноценного исследования сущности наблюдаемых явлений недостаточно проводить измерения в какой-то одной точке организма. Общая картина процессов, упоминаемых выше, может быть получена лишь при сравнительном анализе явлений одновременно в различных частях организма.

3. Задача заключается не столько в том, чтобы общее диффузное γ -излучение организма, обусловленное введением в него радиоактивного вещества, не мешало измерению интенсивности излучения в определенной выбранной точке, сколько в том, чтобы выявить даже кратковременные и незначительные изменения интенсивности излучения во времени для данной точки или по сравнению с соседними участками. При этом сравниваемые интенсивности излучения нередко относительно мало разнятся между собой (зачастую всего лишь на 10-30%).

Выявление столь небольших различий в интенсивностях на фоне общего диффузного излучения организма и при том в динамике (т.е. когда длительные измерения невозможны, ибо измеряемая величина более или менее быстро меняется) представляет нелегкую задачу. Для ее разрешения мы применили принцип контрастирования различий в интенсивностях с помощью нелинейной регистрации

γ -излучения. Этот принцип был положен в основу методики, получившей название радиогграфии. В этой методике динамика перераспределения вещества в организме устанавливается с помощью нескольких сцинтилляционных счетчиков, связанных с питающими и усилительно преобразовательными устройствами, составляющими "многоканальный радиогграф".

-4-

В первом варианте прибор УНИР-Г* (1955 г.) являлся двухканальным (I).

Данные, излагаемые в настоящем сообщении, получены со второй моделью прибора УНИР-2 — трехканальным радиографом, и частично с третьей моделью-четыреканальным прибором (рис. I).

Основной особенностью радиографа является нелинейная зависимость его показаний от интенсивности регистрируемого γ -излучения. Это означает, что излучение относительно малой интенсивности воспринимается прибором в преуменьшенном виде, тогда как излучение относительно большой (для данного рабочего диапазона прибора) интенсивности вызывает преувеличенно большие показания прибора.

Основным рабочим режимом радиографа является так называемый квадратичный режим. При этом режиме ток на выходе установки пропорционален квадрату интенсивности γ -излучения, регистрируемой счетчиком. В общем виде эта зависимость определяется выражением

$$i = K I_{\gamma}^2,$$

где i — ток на выходе радиографа, I_{γ} — интенсивность γ -излучения, K — коэффициент пропорциональности.

Если относительно счетчика перемещается точечный источник γ -излучения, то показания обычной аппаратуры будут обратно пропорциональны квадрату расстояния между источником и счетчиком. Показания радиографа в тех же условиях будут обратно пропорциональны четвертой степени расстояния. Таким образом, нарастание и уменьшение показаний радиографа при приближении или удалении источника излучения от счетчика происходит значительно более "контрастно, чем при использовании обычной аппаратуры. При этом радиограф выгодно отличается от математической машины, возводящей в квадрат, тем, что в радиографе статистические флуктуации в квадрат не возводятся, а определяются обычным законом распределения.

* УНИР-I — универсальный нелинейно интегрирующий радиограф, модель I.

-5-

Помимо его нелинейности, существенным отличием радиографа от обычной радиоизмерительной аппаратуры является также наличие дополнительных регулировок, позволяющих подбирать режим работы каждого из каналов в соответствии с условиями опыта и поставленной задачей.

Прибор имеет 3 или 4 независимых канала и соответственно 3 или 4 сцинтилляционных счетчика^{*)}, укрепленных на концах гибких шлангов, имеющих 6 степеней свободы. Запись показаний производится чернилопишущим устройством на общей ленте с одновременной отметкой времени (с интервалом 0,25 сек. или 1 сек.), с автоматической отметкой момента введения радиоактивного вещества и с возможностью нанесения различных отметок от руки (соответствующих, например, изменению условий опыта).

Для каждого из каналов предусмотрена возможность независимой регулировки режима. Предусмотрены не только изменения рабочего диапазона в соответствии с интенсивностью излучения в том месте, где установлен каждый из счетчиков, но и независимая регулировка коэффициента усиления, постоянной времени, а также "порога" интенсивности γ -излучения, превышение над которым нелинейно регистрируется прибором. Такая возможность подбора оптимального режима для конкретных условий опыта и возможность "отстройки" от фона, создаваемого γ -излучением всего тела (в том числе и от индикатора ранее введенного в организм), обеспечивает контрастное выявление небольших изменений в интенсивности γ -излучения не только при первом исследовании, но и при повторных введениях изотопа.

Необходимо подчеркнуть, что при общепринятых методах исследования наличие в организме γ -излучающего вещества, введенного при первом измерении, лимитирует немедленное повторение этого измерения. Это обстоятельство в значительной мере служит препятствием к более широкому использованию γ -излучающих веществ в физиологическом эксперименте, где чрезвычайно важное значение имеет именно повторность наблюдений.

Метод нелинейной регистрации γ -излучения, примененный нами в радиографе, имеет преимущество перед коллимированным счетчиком (в сочетании с обычной счетной аппаратурой), так как

^{*)} Готовится к выпуску восьмиканальная модель.

-6-

нелинейный метод более чувствителен к небольшим изменениям интенсивности γ -излучения и позволяет выявить даже кратковременные и весьма незначительные изменения радиоактивности, практически не обнаруживаемые коллимированным счетчиком с линейной регистрацией его показаний. Это преимущество радиографа перед коллимированным счетчиком может иметь решающее значение не только при определении, например, скорости кровотока, что будет детально показано ниже, но и при целом ряде других прижизненных исследований.

Использование принципа нелинейной регистрации γ -излучения в сочетании с многоканальностью радиографа и возможностью различных "настроек" применительно к конкретным требованиям эксперимента значительно расширяет возможности осуществления самых разнообразных прижизненных исследований с помощью γ -излучающих изотопов.

I. Модельные эксперименты

Преимущества нелинейной регистрации γ -излучения для прижизненных исследований по сравнению с обычной пропорциональной регистрацией наглядно выявляются уже в модельных экспериментах. В этих опытах динамические условия разнообразных прижизненных исследований как бы имитируются перемещением γ -радиоактивных источников вдоль линии расположения счетчиков.

Для сравнения один из каналов радиографа переключен на обычный линейный режим, тогда как два другие канала находятся в рабочем нелинейном режиме.

Преимущества нелинейного режима отчетливо проявляются при быстром перемещении относительно счетчиков ряда равноотстоящих друг от друга точечных γ -источников.

Рис.2а изображает геометрические и динамические условия этого модельного опыта, а на рис.2б представлен образец записи полученных при этом результатов на ленте.

Как видно из рис.28, при нелинейном режиме кривые (кривые 2 и 3) момент прохождения препаратов под счетчиками выявляется совершенно отчетливо; препараты, отстоящие друг от друга на расстоянии 8 см хорошо обнаруживаются даже при движении со скоростью 20 см/сек. В то же время по кривой 1, соответствующей линейному режиму, обнаружить момент прохождения отдельных препаратов под

-7-

счетчиком практически не удается.

Еще более отчетливо преимущества радиографа обнаруживаются при необходимости выявить в динамике небольшое увеличение радиоактивности над средним "фоном". Такая задача приближается по условиям к задаче определения второй волны в радиокардиограмме, а также к условиям повторного измерения скорости кровотока. Подобные условия модельного опыта воспроизведены на рис.3а, а результаты на рис.3б. Как видно из рис.3а, по показаниям линейного канала (кривая 1) практически не удается выявить момент прохождения источника $0,5 \text{ мккюри } \text{Co}^{60}$, находящегося среди источников в 2 раза меньшей активности. Между тем оба нелинейные канала (кривые 2 и 3) выявляют двукратное увеличение радиоактивности совершенно отчетливо, что достигается соответствующим подбором режима работы прибора, в сочетании с введением дискриминации на выходе.

И, наконец, последний пример из области модельных экспериментов - регистрация фронта приближающейся к счетчику радиоактивной "волны". В данном случае радиоактивная "волна" (соответствующая, например, перемещению введенного в кровь радиоактивного вещества) изображается в виде движущегося ряда из 10 небольших (по $0,25 \text{ мккюри } \text{Co}^{60}$) препаратов, находящихся друг от друга на расстоянии слишком малом для "разрешения" отдельных препаратов ряда. При этих условиях прохождение всего ряда под счетчиком регистрируется, как показано на рис.4б, в виде "столбобразной" кривой (данные рис. 4б соответствуют нелинейному режиму во всех трех каналах) с чрезвычайно крутым фронтом нарастания и спада активности.

Приведенные примеры применения радиографа в модельных экспериментах свидетельствуют о том, что с помощью этого прибора могут быть исследованы такие динамические задачи, которые были неразрешимы при использовании обычной аппаратуры.

2. Прижизненные исследования

Как уже отмечалось, прижизненные исследования с помощью радиоактивных изотопов могут быть чрезвычайно разнообразными. В настоящем сообщении мы рассмотрим примеры такого применения при определении гемодинамических параметров и скорости кровотока

3141-140

-8-

в различных участках организма.

Задача определения скорости кровотока давно стоит перед клиницистами и физиологами и имеет длинную историю своего развития. Однако из многочисленных примененных методов ни один пока не может считаться удовлетворяющим современным требованиям.

Трудности задачи можно проиллюстрировать хотя бы тем, что и в настоящее время пропагандируется применение "кровоавых" методов не только в экспериментах на животных (2), но и в клинике при диагностических обследованиях людей (3).

Такое положение создалось в связи с тем, что обычная радиоизмерительная аппаратура оказалась совершенно непригодной и практически непригодной для определения, например, момента подхода к счетчику радиоактивного вещества, находящегося в кровяном русле.

Использование коллиматора для выделения узкого направленного пучка γ -излучения, исходящего из определенного участка организма не вполне решает задачу. Основным недостатком коллиматора, применяемого для исследования периферического кровообращения, является необходимость введения относительно высоких доз радиоактивного индикатора. Не менее существенным недостатком коллимированного счетчика в сочетании с обычной измерительной аппаратурой является невозможность обнаружения незначительных и кратковременных изменений интенсивности регистрируемого излучения. Так, при прижизненном обследовании в статических условиях, когда требуется выявить метастазы злокачественной опухоли по избирательному поглощению в них меченого вещества, коллимированный сцинтилляционный счетчик позволяет выявить не менее чем трехкратное превышение концентрации изотопа в небольшом участке ткани по сравнению со средней концентрацией окружающих тканей (4). Если бы обследование было связано с необходимостью проводить динамические измерения, то даже трехкратное превышение концентрации изотопа оказалось бы явно недостаточным.

Между тем, как показано нами в модельных экспериментах, подобная задача может быть вполне четко разрешена с помощью нелинейного метода регистрации γ -излучения (см., например, рис.3, где этим методом отчетливо выявляется двукратное увеличение радиоактивности в динамических условиях).

В качестве примера динамических прижизненных измерений

-9-

на рис.5 приводится образец записи показаний при определении скорости кровотока у кролика. Опыт проводился с помощью радиографа при нелинейном режиме всех 3 каналов. В вену уха кролика вводили ^{131}I с автоматической отметкой момента введения (кривая 1 на рис.5). Два счетчика были расположены симметрично в средней области правого и левого бедер (кривые 2 и 3), третий счетчик был установлен в области сердца (кривая 4).

Как видно из рис.5, момент прихода радиоактивного вещества от уха к месту расположения счетчиков обнаруживается на кривых 2,3 и 4 вполне отчетливо.

Как уже указывалось, в радиографе предусмотрена регулировка той пороговой интенсивности γ -излучения, превышение над которой нелинейно регистрируется прибором. Этим обеспечивается возможность проведения последующих определений скорости кровотока с повторным введением радиоактивного индикатора животному на фоне ранее введенного изотопа.

На рис.6 представлен пример такого последовательного определения скорости кровотока с повторным введением ^{131}I через несколько минут после первого введения той же дозы. Расположение счетчиков и соответственно кривых при этом такое же, как и в опыте, результаты которого изображены на рис.5. Как видно из рис.6, момент подхода "радиоактивной волны" к области расположения счетчиков выявляется при повторном введении индикатора не менее отчетливо, чем при первом введении.

Особенности анатомического строения кроликов исключает возможность получения радиокардиограммы с помощью счетчика, расположенного над областью сердца. Поэтому при подборе режима работы соответствующего канала радиографа ставилась задача лишь максимально четкого выявления момента прихода радиоактивной крови в сердце. Такая задача лучше всего решается при условиях, обеспечивающих регистрацию ступенчатой кривой, как это и демонстрируется на рис.5 и 6. Обращает внимание большая крутизна фронта этой ступенчатой кривой. Наличие столь крутого фронта обеспечивает высокую точность регистрации момента прихода радиоактивной крови в сердце, позволяя количественно определить один из существенных параметров кровообращения - параметр времени.

* В опытах на животных при определении скорости кровотока был использован ^{131}I в качестве более долгоживущего "заменителя" обычно применяемого Na^{24} .

3141-140

-10-

При обследовании людей до сих пор не удавалось зарегистрировать и радиокардиограмму и скорость периферического кровотока одновременно. Подобные данные удавалось получать лишь порознь при повторных исследованиях. Недоступность одновременного получения таких данных при однократном обследовании обусловлена не только отсутствием (или малой распространенностью) многоканальных установок; существенные трудности возникают в связи с необходимостью зарегистрировать одновременно как сравнительно компактную порцию радиоактивной крови в сердце, так и сильно разведенную радиоактивность, доходящую с током крови, например, до нижних конечностей.

Возможность независимого подбора режима работы каждого из каналов радиогрфа благоприятствует решению этой задачи. На рис.7-II изображены результаты обследования людей с помощью радиоактивного натрия (при введении 30-50 мккюри Na^{24}).

На рис.7 представлен образец записи при следующих условиях: I - автоматическая отметка момента введения 50 мккюри Na^{24} в локтевую вену; 2 - регистрация показаний при расположении счетчика над областью правого края сердца; чувствительность канала уменьшена*), "контрастность", высокая.

Узкий пик соответствует приходу радиоактивной венозной крови из локтевой вены в правое сердце (восходящий участок кривой) и выходу радиоактивности из правого сердца в легкие (нисходящий участок кривой). Возвращение радиоактивной крови из легких в левое сердце при таком режиме и расположении счетчика не регистрируется. Кривые 3 и 4 соответствуют приходу крови в верхнюю часть бедра и в нижнюю часть икроножной мышцы. Разница во времени подъема этих кривых характеризует время прохождения крови на участке от начала бедра до нижней трети голени. Расстояние между счетчиками у данного испытуемого было равно 50 см, а время прохождения крови по этому участку (судя по разности между подъемом кривых 3 и 4 на рис.7) 13 секунд. По этим данным можно определить скорость кровотока на этом участке, которая в данном случае составляет около 4 см/сек.

*) Доза 50 мккюри Na^{24} — применена с целью исследования именно периферического кровообращения, тогда как для регистрации радиокардиограммы доза может быть уменьшена в несколько раз.

-11-

На рис.8 приведены результаты обследования, при котором счетчик в области сердца (кривая 2) располагался над левым желудочком ближе к средней линии. Два других счетчика были расположены симметрично у нижней трети правой и левой икроножных мышц (кривые 3 и 4). Одновременность подъема кривых 3 и 4 свидетельствует о симметрии кровообращения в нижних конечностях на уровне нижней трети голени. В области сердца (кривая 2) четко зарегистрирован момент прихода венозной крови в правое сердце (восходящий участок кривой) и выход артериальной крови из левого сердца (нисходящий участок). "Седловина" кривой, соответствующая прохождению крови по малому кругу, выражена неотчетливо, ибо "контрастность" канала была намеренно снижена в связи с необходимостью зарегистрировать радиоактивность как в правом, так и в левом сердце. Тем не менее по общей протяженности этого широкого максимума можно, по-видимому, судить о скорости прохождения крови через легкие (по малому кругу).

3141-140

На рис.9 представлен образец записи при многоканальной радиокардиографии - с установкой трех датчиков в области сердца и четвертого - в области правого легкого (кривая 2); кривая 2 использована также для отметки момента введения 30 мккюри Na^{24} в локтевую вену (прямоугольный импульс). Кривая 1 получена от датчика, установленного над средней областью сердца, кривая 3 - у правого края, кривая 4 - у левого края сердца. Габариты датчиков в данной модели радиографа не позволили, к сожалению, осуществить оптимальную установку датчиков для получения узких максимумов, подобных пику, зарегистрированному, например, на кривой 2 рис.7. Недостаточно благоприятное расположение датчиков заставило снизить "контрастность" регистрации не только для счетчика, установленного над средней областью сердца, но также и для крайних счетчиков, в связи с чем максимумы получились значительно более широкими, чем на кривой 2 рис.7. Тем не менее, на кривой 1 рис.9 (счетчик над средней областью сердца) провал между двумя максимумами выявляется достаточно отчетливо и общий вид этой кривой вполне соответствует "классической" радиокардиограмме, впервые полученной Принцметаллом с соавторами (5).

Достоинством впервые осуществленной нами многоканальной радиокардиографии следует считать возможность одновременного, но раздельного наблюдения, за прохождением радиоактивной порции крови через различные отделы сердца.

-12-

Так, например, на рис.9 можно сопоставить двугорбую радиокардиограмму (кривая 1) с одновременно зарегистрированным поступлением радиоактивной крови в правое сердце (кривая 3), в легкие (кривая 2) и в левое сердце (кривая 4).

Последняя модель восьмиканального радиографа еще более приспособлена для многоканальной радиокардиографии. Малые габариты датчиков в этой модели позволяют точно устанавливать 4 счетчика над заданными участками сердца. При такой оптимальной установке контрастность регистрации может быть достаточно высокой, что позволит зарегистрировать приход именно основной массы радиоактивной порции крови в исследуемый участок сердца с записью этого процесса в виде острого одиночного пика, подобного пику кривой 2 на рис.7. Это даст возможность представить радиокардиограмму в виде 2 отдельных пиков, что Ламеран и Де Виссер считают недостижимым ни при каком расположении единственного датчика (6), т.е. при одноканальной радиокардиографии. При использовании 4 малогабаритных датчиков для многоканальной радиокардиографии 2 датчика можно расположить в области левого сердца и 2 в области правого, что, по-видимому, устранил необходимость рентгеноскопического контроля, применявшегося при установке единственного датчика (6) и, вместе с тем, обеспечит регулярную регистрацию радиокардиограмм в виде двух отдельных пиков (которые в оптимальных условиях должны выписываться дважды - от каждой пары симметрично расположенных счетчиков).

Метод радиографии применим и для исследования скоростей перемешивания веществ в циркулирующей крови, а также их выход из кровеносных сосудов при условии длительной регистрации радиоактивности в области сердца. Судя по полученным данным перемешивание хлористого натрия в крови практически заканчивается через 40 сек.; последующее значительно более медленное снижение уровня радиоактивности связано, по-видимому, с выходом натрия из кровеносной системы. Для установления равновесных изотопных соотношений между натрием крови и натрием тканевых жидкостей требуются, как известно, уже десятки минут.

Исследование скорости всасывания в кровь веществ, введенных, например, подкожно, также хорошо осуществляется путем регистрации радиоактивности в области сердца (второй счетчик можно поставить при этом над местом введения). После подкожного введения 50 мккюри Na^{24} (в области локтевой вены) мы наблюдали постепен-

-13-

ное появление (начиная с 15-20 сек. после введения под кожу) и нарастание радиоактивности крови. При этом уровень радиоактивности в области сердца, приблизительно аналогичный уровню через 30-40 сек. после внутривенного введения, наблюдался через 2-3 мин. после подкожной инъекции 50 мккюри Na^{24} , хотя в области подкожного депо (место введения) в это время сохранялся еще высокий уровень радиоактивности.

Обнаруженная таким образом скорость всасывания оказалась значительно выше той, которая предполагалась ранее. Этот факт сам по себе интересен и заслуживает дальнейшего исследования.

Чрезвычайно плодотворным оказалось применение метода радиогрaфии для выявления и исследования асимметрии кровообращения в конечностях. При этом два счетчика (в четырехканальной модели радиогрaфа - две пары) устанавливаются в симметричных точках конечностей, например, у середины икроножных мышц. Наличие сдвига между моментами подхода "радиоактивной волны" к месту расположения счетчиков свидетельствует о наличии асимметрии кровообращения. При двухканальном обследовании (с помощью двух- или трехканального радиогрaфа; в последнем случае третий канал, как непарный, для исследования асимметрии не используется) обнаруживается наличие или отсутствие асимметрии кровотока только на уровне расположения счетчиков. Четырехканальное обследование позволяет сравнивать асимметрии на различных уровнях при одновременном сопоставлении скоростей кровотока в двух симметричных участках (например, на участке "колени-голеностоп" или "колени-середины икроножной мышцы") правой и левой конечностей. Результативность четырехканального метода значительно выше, чем при двухканальном исследовании, что имеет особенно большое значение в клинике при облитерирующем эндоартериите, гангрене, обморожениях и т.п., в частности, при необходимости хирургического вмешательства для определения минимальной высоты ампутации.

Вместе с тем, даже с помощью трехканальной модели (которая в данных условиях используется как двухканальная) подтверждена высокая диагностическая ценность метода при комплексном лабораторно-клиническом обследовании. На рис. IО и II представлены примеры обследований, обнаруживших четкую асимметрию кровотока в нижних конечностях при опухолях мозга (работа проводилась в Институте нейрохирургии им. Бурденко АМН СССР (7)). На этих рисун-

-14-

ках: 1 - отметка момента введения, 2 - показания канала со счетчиком, расположенным в средней области левой икроножной мышцы, 3 - то же для правой и 4 - отметка времени (секунды). Сопоставление данных радиографии с результатами других клинко-диагностических исследований (скорость распространения пульсовой волны, кожная температура, капилляроскопия, плетизмография и др.) позволяет приблизиться к пониманию природы патологического процесса; в частности, возможна дифференциальная диагностика нейрогенных асимметрий кровотока, проявляющихся а) в асимметрии тонуса сосудистой стенки и б) в асимметрии капиллярной сети.

Особый интерес представляют результаты немногочисленных обследований, при которых асимметрия кровотока (выявляемая методом радиографии) сочетается с полной симметрией по другим показателям. Подобные данные говорят не только о высокой специфичности и чувствительности метода радиографии, но позволяют, по-видимому, предполагать, что при нарушении деятельности центральной нервной системы развитие патологического процесса на периферии может начинаться именно с динамических изменений кровоснабжения и лишь затем, по мере развития процесса, приводит к появлению более стойкой асимметрии других типов.

Представляет также интерес впервые обнаруженный у некоторых больных своеобразный характер асимметрии кровотока, проявляющийся не только в наличии сдвига между моментами прихода радиоактивной волны к симметрично расположенным счетчикам, но и в очень постепенном нарастании активности в одной из конечностей при общем, более или менее крутом, фронте в другой. Пример такой асимметрии представлен на рис. II; обозначения кривых такие же, как на рис. IO.

Подобного рода "находки" при их анализе в сопоставлении с клиническими данными и результатами других исследований, несомненно, помогут углубить проникновение в природу патологического процесса. Более полные сведения о характере асимметрий кровотока могут быть получены методом многоканальной радиографии, с применением четырех и более датчиков.

И, наконец, последний пример диагностического применения радиографа относится к уточнению локализации опухоли спинного мозга с целью последующего оперативного вмешательства (8). Через 2 часа после введения газообразного радона внутрь позвоночного

081-1416

-15-

столба на уровне поясницы (люмбальный прокол) и выдерживания больного в вертикальном (сидячем) положении радиограф перемещали так, что один из счетчиков двигался строго вдоль позвоночного столба. При этом на маркировочной кривой I (на которой обычно автоматически отмечается момент введения в кровь радиоактивного индикатора) наносятся отметки, соответствующие прохождению счетчика над каждым из позвонков (рис.12); счетчик перемещается в направлении от поясницы к затылку. В течение двух часов после введения радона последний частично растворяется в спинномозговой жидкости, а оставшийся газообразным пузырек постепенно поднимается кверху, пока не встретит какое-либо препятствие. В данном случае препятствием оказывается искомая опухоль спинного мозга. Местоположение опухоли определяется по прекращению распространения радона, что отмечено на рис.12 стрелкой.

Описанный прием позволяет получить кривую распределения активности вдоль позвоночного столба для данного момента времени, как это изображено на рис.12. При наличии четырехканального радиографа можно применить также метод размещения всех четырех датчиков вдоль позвоночного столба — в области предполагаемого расположения опухоли. В таких условиях регистрируются уровни радиоактивности и их изменения в каждом из участков. Подобный метод позволяет также изучать появление, накопление и перемещение в спинномозговой жидкости меченых веществ, введенных, например, субокципитально, через люмбальный прокол или в кровь.

Изложенными примерами, в соответствии со сказанным в начале статьи, далеко не исчерпывается возможное применение радиографа. Можно надеяться, что предлагаемый метод нелинейной регистрации даст возможность сделать существенный шаг в развитии исследований, связанных с необходимостью наблюдения за перемещением вводимых в организм γ -излучающих изотопов.

Предлагаемый метод нелинейной регистрации γ -излучения может быть использован также и в сканирующих устройствах, предназначенных для регистрации "карты распределения" изотопного индикатора в организме (радиотопография). В этом случае нелинейная регистрация будет способствовать подчеркнuto контрастному выявлению неоднородностей распределения изотопа, что позволит обнаруживать даже незначительные увеличения или уменьшения локальной концентрации индикатора по сравнению с окружающими тканями.

-16-

Л и т е р а т у р а

1. Франк Г.М., Габелова Н.А., Маркелов В.В., Мартусов Е.Т.
Бюллетень Эксп.Биол. и Мед., 1956, № I, 73-76
2. Groom A.C., Morris W.B., Rowlands S., J.Physiology, 1957,
136, № 1, 218-225
3. Braunwalde E., Tanenbaum H.L., Morrow A.G. Proc.Soc.Exptl.
Biol. Med., 1957, 94, № 3, 510-512
4. Madell S.H., Kligerman M.M., Quimby E.H., Fertig J.W.
Radiology, 1956, 67, № 2, 210-217
5. Prinzmetal M., Corday E., Bergman H.C., Schwartz L., Spritzler
R.J. Science, 1948, 108, № 2804, 340-341
6. Lammerant J., Visscher M.De, Sonderbände zur Strahlentherapie.
1956, 6, 36, 128-135
7. Бурмистров Ю.М., Габелова Н.А., Жагрин А.Г., Иванов-Дятлов Ф.Г.
Корейша Л.А., Лясс Ф.М., Спирин Б.Г., Франк Г.М. - го-
товится к печати
8. Лясс Ф.М., Вопросы нейрохирургии, 1958, № 3, - находится
в печати

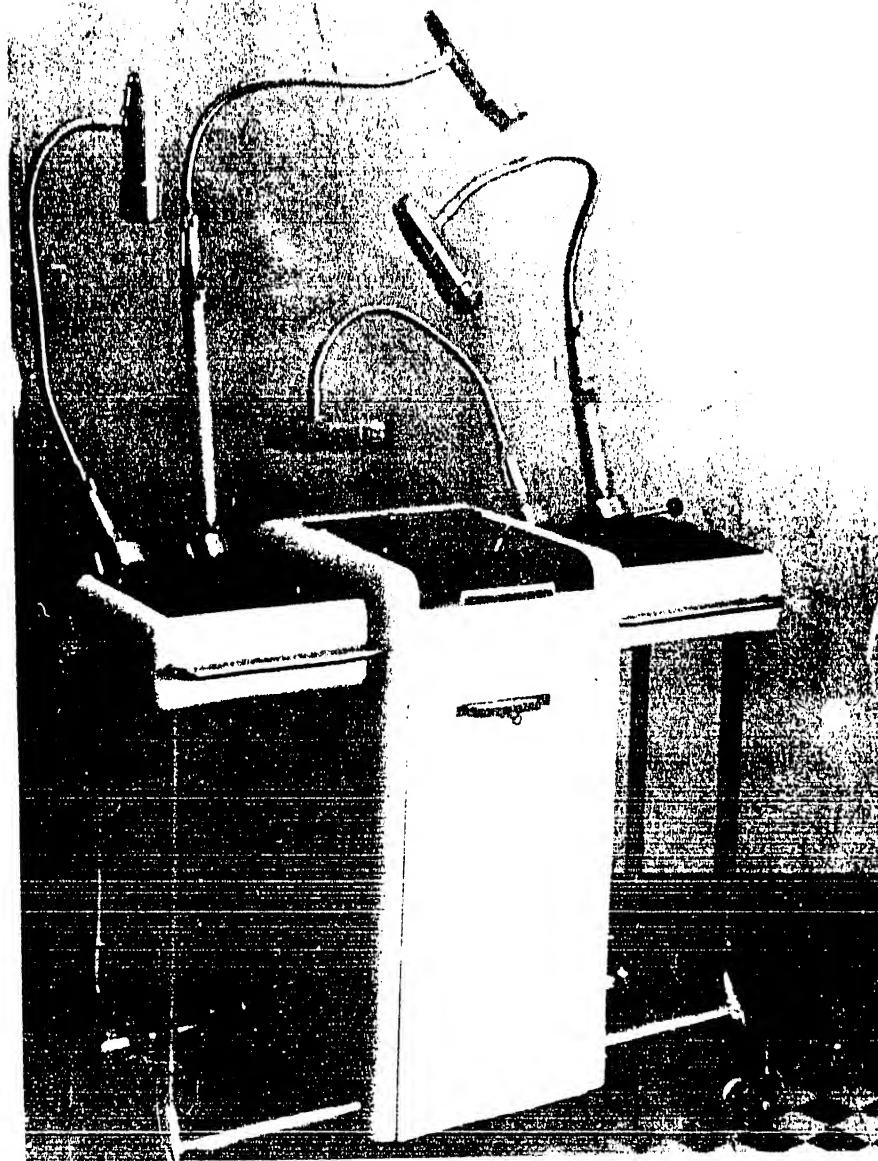


Рис.1. Внешний вид четырехканального радиографа

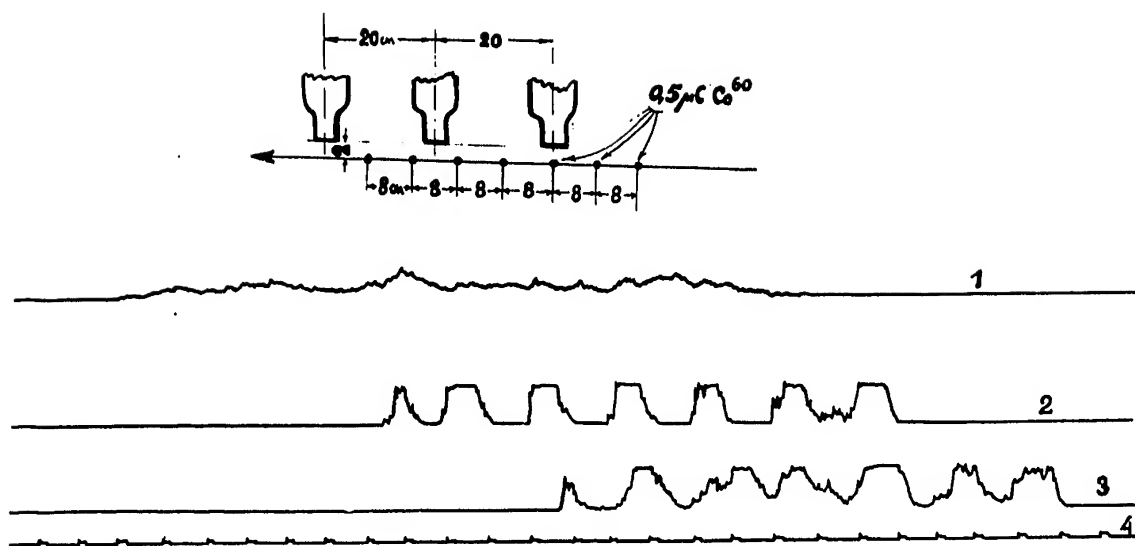


Рис.2. Схема опыта (а) и образец записи (б) при перемещении семи препаратов по $0,5 \mu\text{C Co}^{60}$ со скоростью ~ 20 см/сек. 1 - для линейного режима; 2 и 3 - для нелинейного; 4 - отметка времени (0,25 сек.)

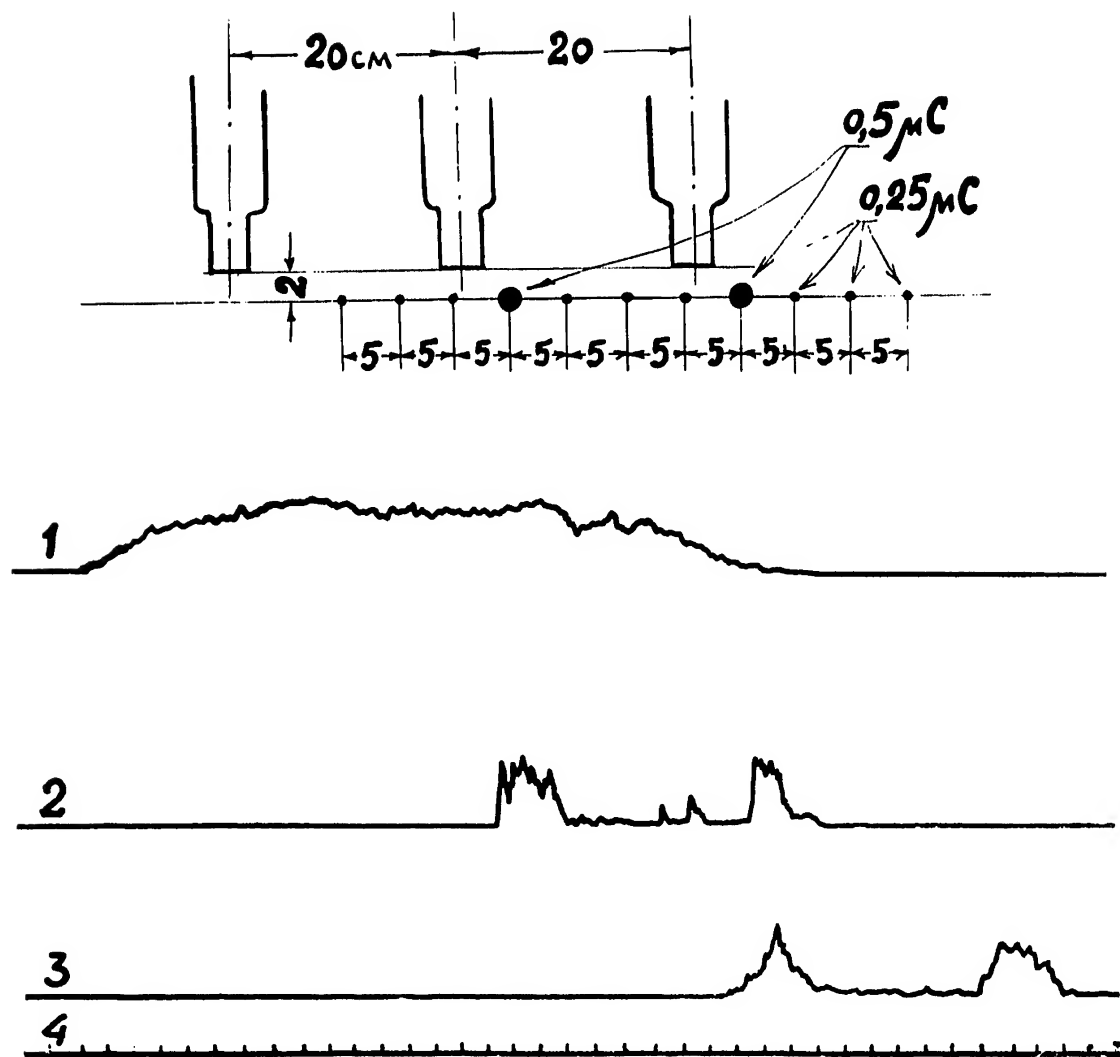


Рис.3. Схема опыта (а) и образец записи (б) при перемещении ряда препаратов неодинаковой активности со скоростью 2 см/сек. 1 - для линейного режима; 2 и 3 - для нелинейного; 4 - отметка времени (секунды)

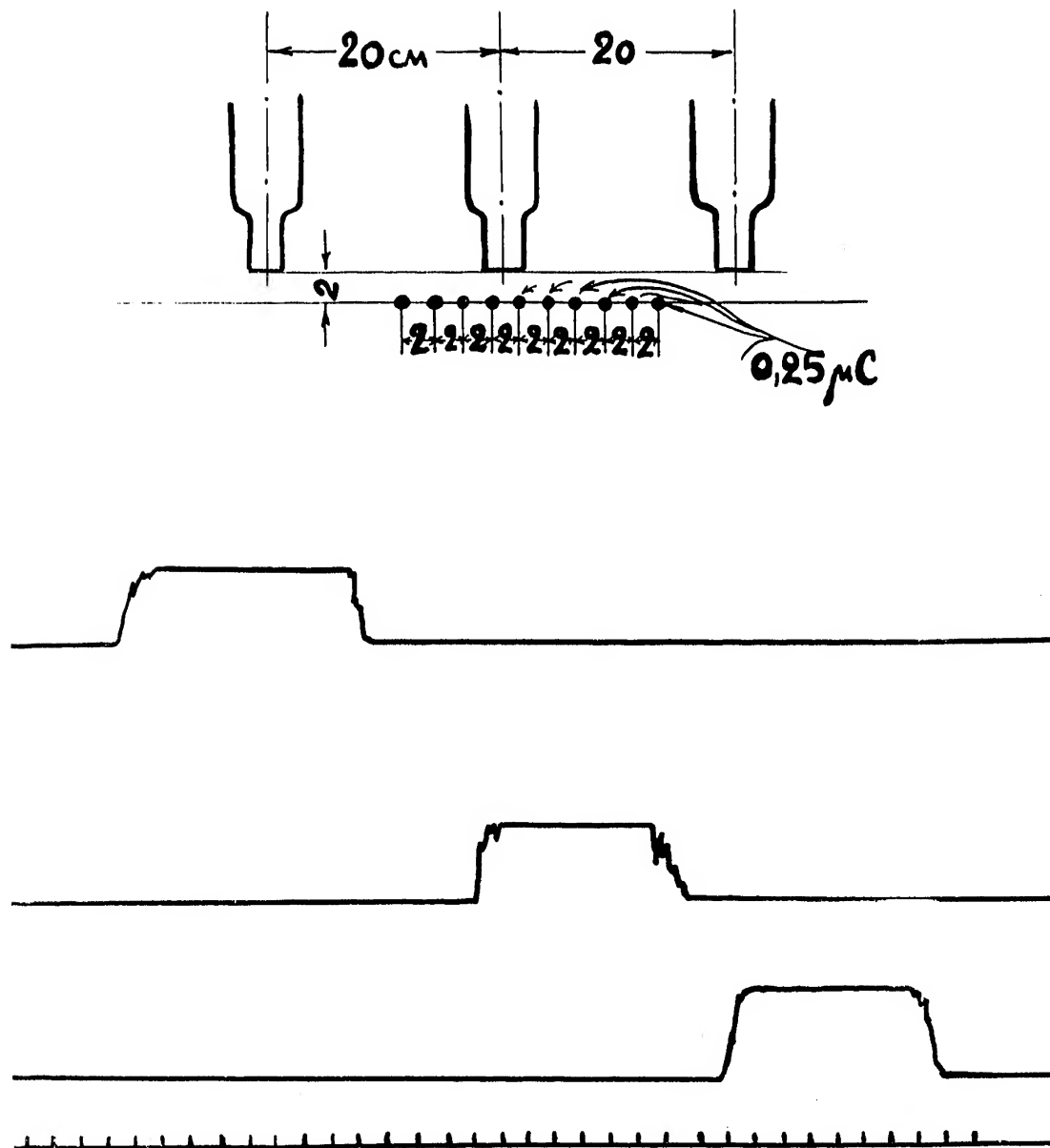


рис.4. Схема опыта (а) и образец записи (б) при перемещении компактного ряда из 10 препаратов по $0,25\text{ мкюри}$ Co^{60} со скоростью 2 см/сек. Все 3 канала в нелинейном режиме

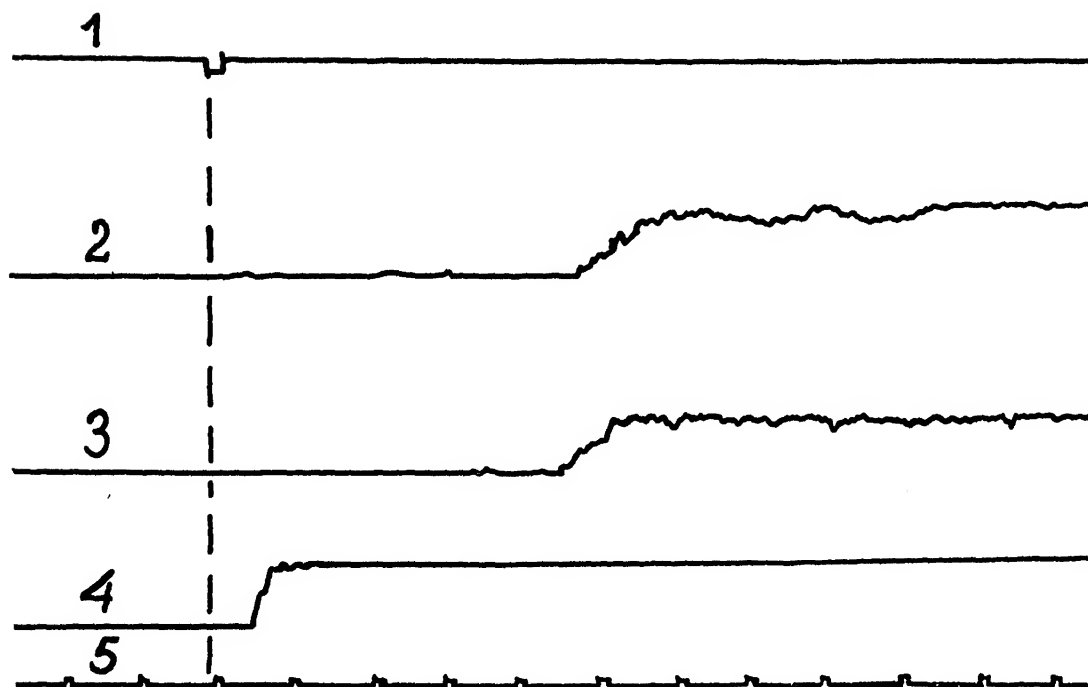


Рис.5. Образец записи при определении скоростей кровотока у кролика. 1 - отметка момента введения 10 мккюри ^{99}Tc ; 2 и 3 - регистрация показаний от датчиков, расположенных симметрично у правого и левого бедер; 4 - то же для датчика в области сердца; 5 - отметка времени (секунды)

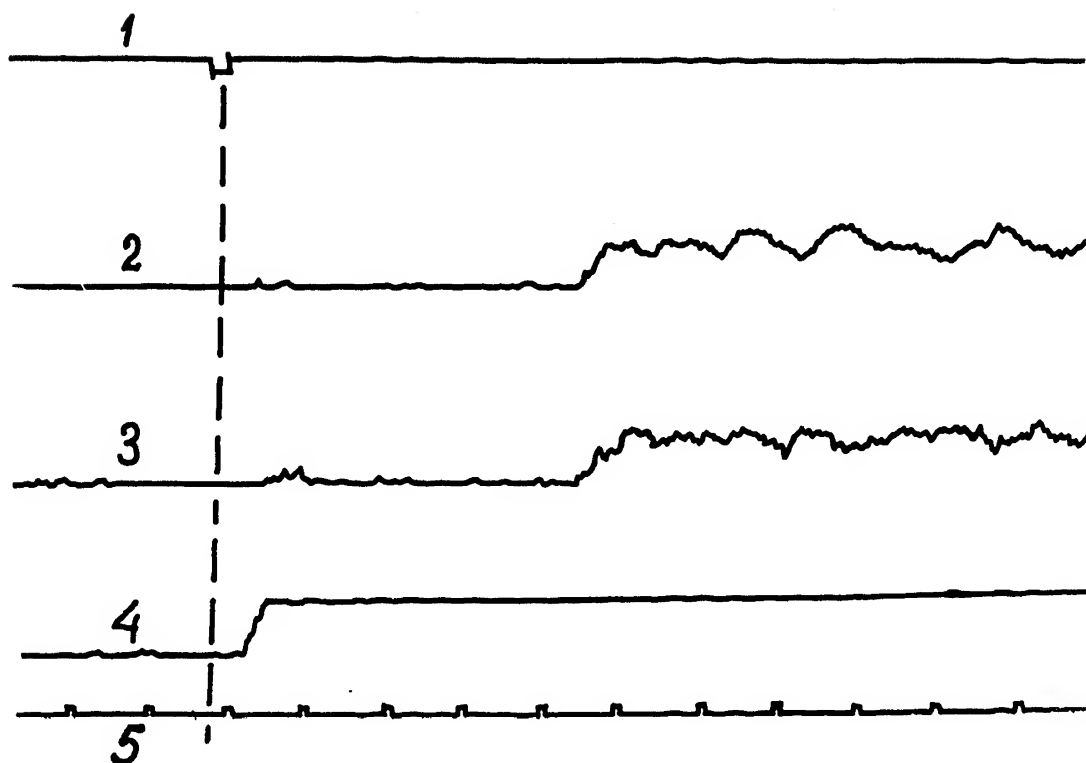


Рис.6. Образец записи при повторном определении скоростей кровотока у того же кролика (через несколько минут после первого определения). Введенная доза, расположение датчиков и обозначения кривых такие же, как и на рис.5

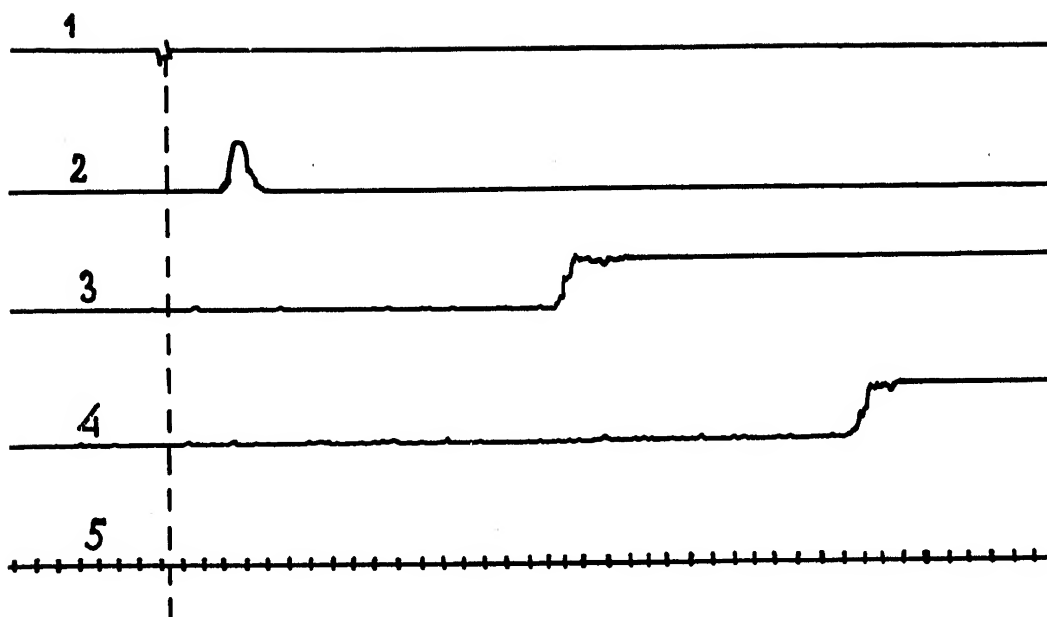


Рис. 7. Радиокардиограмма правого сердца у человека и определение скорости кровотока на участке бедро-голень. 1 - отметка момента введения 50 мкюри Na^{24} ; 2 - регистрация показаний от датчика, расположенного у правого края сердца; 3 - то же для датчика в верхней трети левого бедра; 4 - то же для датчика в нижней трети левой икроножной мышцы; 5 - отметка времени (секунды). Участок между датчиками, расположенными у левой ноги, составляет 50 см; промежуток времени, в течение которого кровь проходит по этому участку, соответствует сдвигу кривых 3 и 4 (13 сек.)

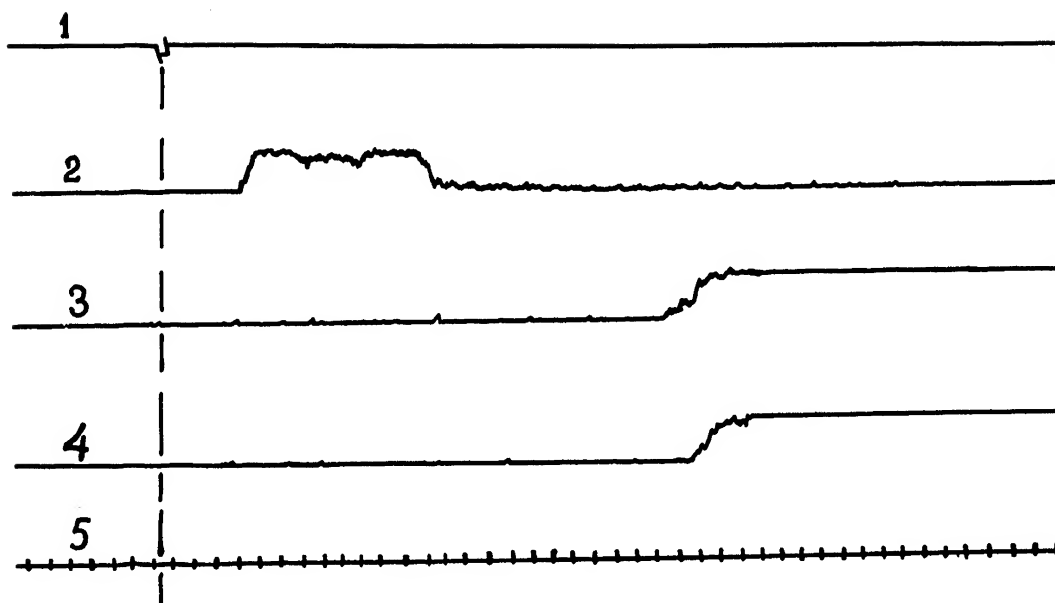


Рис.8. Радиокардиограмма и определение скоростей кровотока в правой и левой конечностях человека. 1 - отметка момента введения 50 мккюри ^{Na 24}, расположение датчиков; 2 - над сердцем, 3 - над правой икроножной мышцей (в нижней трети), 4 - над левой икроножной мышцей (симметрично), 5 - отметка времени (секунды)

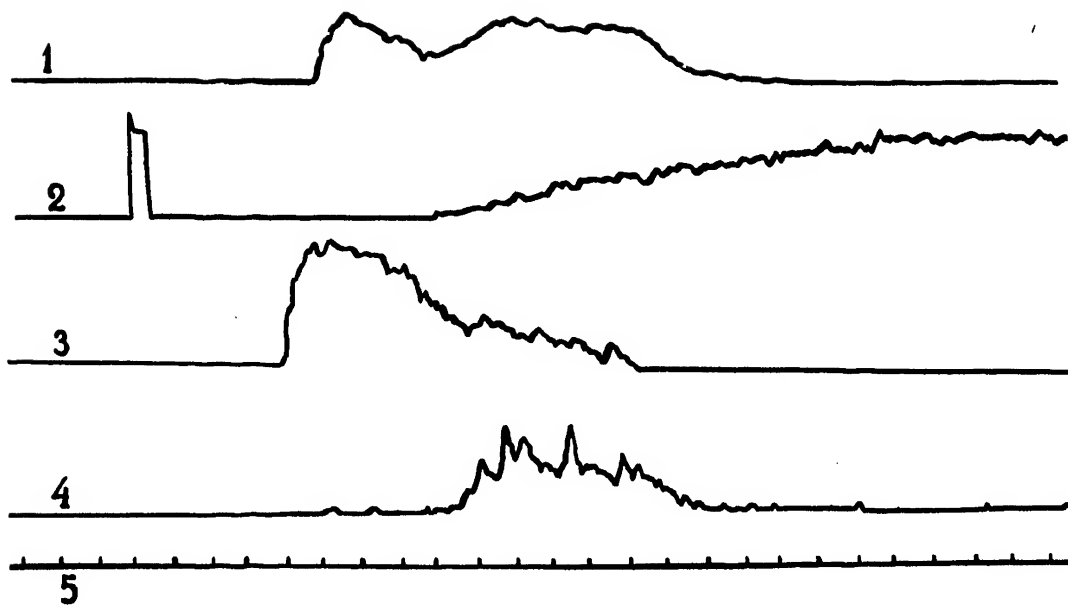


Рис.9. Многоканальная радиокардиография. Расположение датчиков: 1 - над средней областью сердца, 2 - над грудной клеткой в области правого легкого, на этой же кривой - отметки момента введения 30 мккюри ^{Na²⁴} в локтевую вену (прямоугольный импульс), 3 - у правого края сердца, вблизи сосудистого пучка, 4 - у левого края сердца (в области сердечного толчка), 5 - отметка времени (секунды)

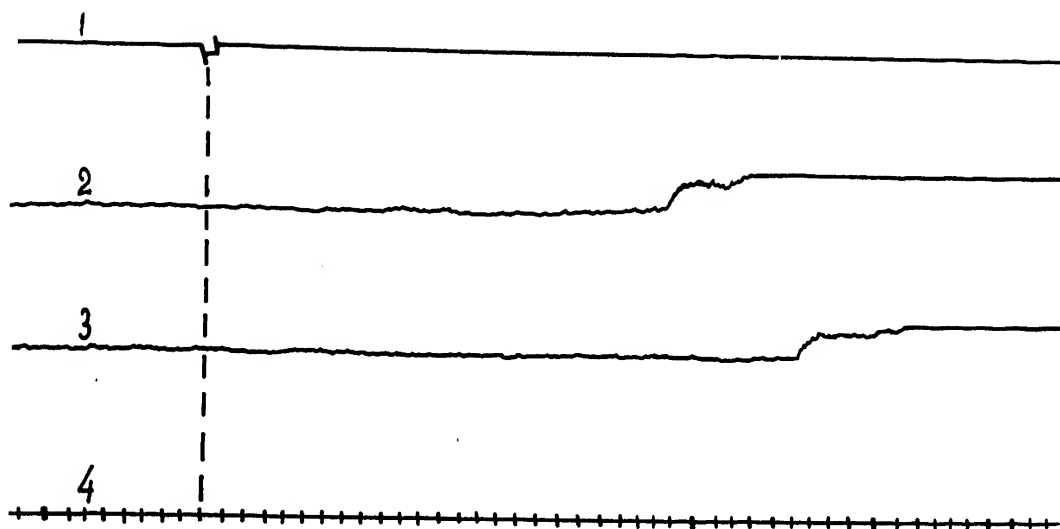


Рис.10. Выявление асимметрии кровотока в нижних конечностях при нарушении функции центральной нервной системы. 1 - отметка момента введения 50 мккюри *№24*; 2 - показания канала при расположении датчика на уровне середины левой икроножной мышцы; 3 - то же для правой; 4 - отметка времени (секунды). На уровне середины икроножных мышц обнаруживается замедление кровотока в правой конечности на 7 сек. по сравнению с левой

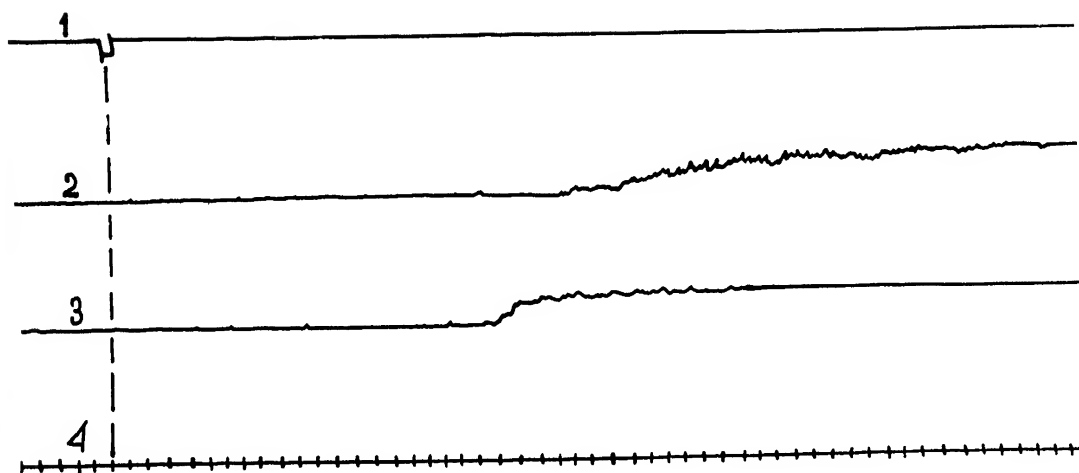


Рис.11. Выявление асимметрии не только по скорости, но и по характеру кровотока в нижних конечностях при нарушении функции центральной нервной системы. Обозначения кривых такие же, как и рис.10. На уровне середины икроножных мышц обнаружено замедление кровотока в левой конечности по сравнению с правой при одновременном уменьшении крутизны фронта нарастания активности в левой конечности

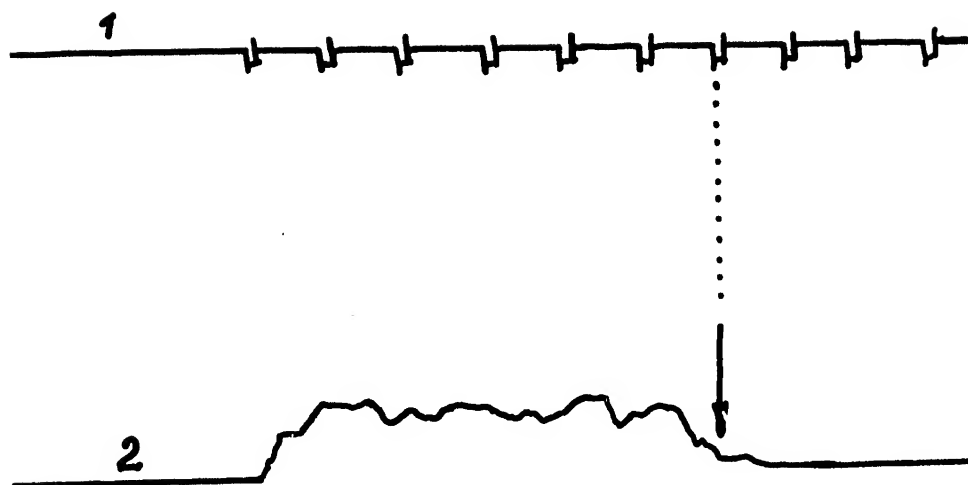


Рис. I2. Определение местоположения опухоли спинного мозга методом перемещения одного из датчиков вдоль позвоночника через 2 часа после введения газообразного радона внутрь позвоночного столба. 1 - отметки, соответствующие прохождению датчика над каждым из позвонков в направлении от поясницы к затылку; 2 - распределение активности вдоль позвоночного столба через 2 часа после введения газообразного радона через люмбальный прокол. Местоположение опухоли определяется по прекращению распространения радона вдоль позвоночного столба (отмечено стрелкой). Данные Ф.М.Лясса (8)

Зак 3141-140.